

Rec'd PCT 14 MAR 2005

PCT/JP03/11701

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

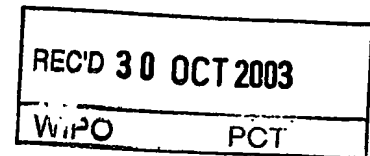
12.09.03

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application: 2002年 9月12日

出願番号
Application Number: 特願2002-267071
[ST. 10/C]: [JP2002-267071]



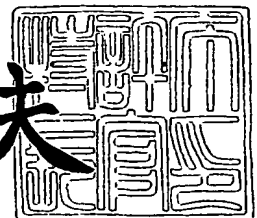
出願人
Applicant(s): 株式会社日立メディコ

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2003年10月17日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 PE28780

【提出日】 平成14年 9月12日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 8/00

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
株式会社日立メディコ内

【氏名】 馬場 博隆

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
株式会社日立メディコ内

【氏名】 森 修

【特許出願人】

【識別番号】 000153498

【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ

【代理人】

【識別番号】 100098017

【弁理士】

【氏名又は名称】 吉岡 宏嗣

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 055181

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 関心領域の追従制御方法、その方法を用いた画像診断装置及び関心領域の追従制御プログラム

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体の断層像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段により得られる動画像を表示する表示部とを備えた画像診断装置において、前記断層像に関心領域を指定する操作部と、前記関心領域の少なくとも一部に対応する前記断層像の動き追跡して前記関心領域を前記断層像の動きに追従させる追従手段を備えることを特徴とする画像診断装置。

【請求項 2】 被検体の断層像を撮像して得られる動画像を表示する表示部と、前記断層像に関心領域を指定する操作部と、前記関心領域の少なくとも一部に対応する前記断層像の画像部位を抽出し、該画像部位の動きを追跡して前記関心領域の表示位置を移動させる追従手段を備えて成る画像診断装置。

【請求項 3】 前記追従手段は、前記関心領域に 1 又は複数の基準点を設定し、該基準点に対応する 1 又は複数の画像部位を抽出して該画像部位の動きを追跡する追跡手段と、前記画像部位に対応する前記基準点の動きに合わせて前記表示部に表示される前記関心領域を追従表示させる制御手段とを備えて成る請求項 2 に記載の画像診断装置。

【請求項 4】 被検体を撮影してなる動画像に重ねて表示される関心領域を前記動画像上の生体組織の動きに合わせて追従させる制御方法であって、前記動画像の一のフレーム画像を表示する第 1 ステップと、該表示された前記一のフレーム画像の生体組織に関心領域を規定する目印を重ねて表示させる指令を入力する第 2 ステップと、前記関心領域に対応させて基準点を定め、該基準点を含むサイズの切出し画像を前記一のフレーム画像に設定する第 3 ステップと、前記動画像の他のフレーム画像を検索して前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する第 4 ステップと、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座票差に基づいて前記基準点の移動先座標を求めて記憶する第 5 ステップと、該記憶された前記基準点の移動先座標に基づいて前記関心領域を規定する前記目印の移動先座標を求めて前記動画像の他のフレーム画像に重ねて表示

する第6ステップとを含んでなる関心領域の追従制御方法。

【請求項5】 前記第4ステップは、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、該絶対値の総和が最小の局所画像を画像の一致度が最も高い局所画像とすることを特徴とする請求項4に記載の関心領域の追従制御方法。

【請求項6】 前記第4ステップは、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し、該配列された隣り合う指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする請求項4に記載の関心領域の追従制御方法。

【請求項7】 前記第4ステップは、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し、該配列における最小指標値の位置を中心に該配列よりも小さい配列に係る隣り合う前記指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする請求項4に記載の関心領域の追従制御方法。

【請求項8】 前記動画像を超音波撮影法により撮影し、かつ該動画像に対応するRF信号を記憶しておき、

前記第5ステップは、前記一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差に基づいて前記基準点の移動先座標を求め、該移動先座標の周辺に対応する複数の前記RF信号を抽出し、該抽出した複数のRF信号の相互相関をとり、該相互相関の最大値の位置に応じて前記移動先座標を補正することを特徴とする請求項4に記載の関心領域の追従制御方法。

【請求項9】 前記第4ステップにおいて抽出された局所画像を前記切出し画像とし、前記動画像のさらに他のフレーム画像に対して前記第4ステップ乃至

前記第6ステップを繰り返し実行して、前記関心領域を規定する前記目印を前記動画像上の生体組織の動きに追従させて重ねて表示することを特徴とする請求項4乃至8のいずれかに記載の関心領域の追従制御方法。

【請求項10】 前記切出し画像のサイズは、前記関心領域の生体組織とは異なる生体組織を含む大きさの領域であることを特徴とする請求項4乃至9のいずれかに記載の関心領域の追従制御方法。

【請求項11】 前記第4ステップにおいて、前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する検索範囲は、前記切出し画像よりも設定画素数大きい領域に設定されることを特徴とする請求項4乃至10のいずれかに記載の関心領域の追従制御方法。

【請求項12】 前記関心領域を規定する前記目印は、矩形と円形と楕円形のいずれか1つの枠体、又は対向する2本の線体であることを特徴とする請求項4乃至11のいずれかに記載の関心領域の追従制御方法。

【請求項13】 前記基準点は、前記関心領域の重心、中心、前記目印上の少なくとも1点であることを特徴とする請求項4乃至12のいずれかに記載の関心領域の追従制御方法。

【請求項14】 前記関心領域内の生体組織に関する情報を計測するステップを含むことを特徴とする請求項4乃至13のいずれかに記載の関心領域の追従制御方法。

【請求項15】 前記生体組織に関する情報は、前記関心領域内の輝度と輝度平均と輝度変化の少なくとも1つであることを特徴とする請求項14に記載の関心領域の追従制御方法。

【請求項16】 前記関心領域を少なくとも2つ設定し、該2つの関心領域の移動先領域を記憶しておき、該2つの関心領域における輝度、輝度平均、輝度変化の少なくとも1つを算出するステップを含むことを特徴とする請求項14に記載の関心領域の追従制御方法。

【請求項17】 前記輝度変化を線図で表示することを特徴とする請求項15又は16に記載の関心領域の追従制御方法。

【請求項18】 被検体の断層像を撮影してなる動画像が格納される記憶部

と、前記動画像を表示可能な表示部と、指令を入力する操作部と、前記表示部に表示される前記動画像の生体組織の動きを追従する自動追従部と、前記記憶部と前記表示部と前記操作部と前記自動追従部とを接続してなる信号伝送路とを有してなり、

前記操作部は、前記記憶部に格納された前記動画像の一のフレーム画像を前記表示部に表示させる指令と、該指令に応じて表示された前記一のフレーム画像の生体組織に関心領域を規定する目印を重ねて表示させる指令を入力する手段を備え、

前記自動追従部は、前記表示部に表示された前記一のフレーム画像の前記目印に対応させて基準点を定め、該基準点を含むサイズの切出し画像を前記一のフレーム画像に設定する切出し画像設定手段と、前記記憶部から前記動画像の他のフレーム画像を読み出して、前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する切出し画像追跡手段と、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差を求める移動量演算手段と、該座標差に基づいて前記基準点の移動先座標を求めて記憶する移動追跡手段と、該記憶された前記基準点の移動先座標に基づいて前記関心領域を規定する前記目印の移動先座標を求めて前記動画像の他のフレーム画像に重ねて表示する表示制御手段とを備えてなる画像診断装置。

【請求項 19】 前記切出し画像追跡手段は、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、該絶対値の総和が最小の局所画像を画像の一致度が最も高い局所画像として抽出することを特徴とする請求項 18 に記載の画像診断装置。

【請求項 20】 前記切出し画像追跡手段は、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し、該配列された隣り合う指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする請求項 18 に記載の画像診断装置。

【請求項 2 1】 前記切出し画像追跡手段は、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し、該配列における最小指標値の位置を中心に該配列よりも小さい配列に係る隣り合う前記指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする請求項 1 8 に記載の画像診断装置。

【請求項 2 2】 前記記憶部に記憶される前記動画像は超音波撮影法により撮影され、かつ前記記憶部に前記動画像に対応する R F 信号が記憶されてなり、

前記移動追跡手段は、前記座標差に基づいて前記基準点の移動先座標を求め、該基準点の移動先座標の周辺に対応する複数の前記 R F 信号を抽出し、該抽出した複数の R F 信号の相互相関をとり、該相互相関の最大値の位置に応じて前記移動先座標を補正することを特徴とする請求項 1 8 に記載の画像診断装置。

【請求項 2 3】 前記切出し画像追跡手段は、前記抽出された局所画像を前記切出し画像として前記動画像のさらに他のフレーム画像に対して繰り返し実行して前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を順次抽出し、前記移動量演算手段は、順次抽出される一致度が最も高い局所画像と前記抽出画像の座標差を求め、前記移動追跡手段は、前記移動量演算手段により求めた座標差に基づいて前記基準点の移動先座標を求め、前記表示制御手段は、該基準点の移動先座標に基づいて前記関心領域を規定する前記目印を前記動画像上の生体組織の動きに追従させて重ねて表示することを特徴とする請求項 1 8 乃至 2 2 のいずれかに記載の画像診断装置。

【請求項 2 4】 前記切出し画像追跡手段は、前記切出し画像よりも設定画素数大きい領域に設定される検索範囲について、前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する検索を行なうことを特徴とする請求項 1 8 乃至 2 3 のいずれかに記載の画像診断装置。

【請求項 2 5】 前記移動前の関心領域と、前記移動後の関心領域の少なくとも一方の領域内の画素値から前記生体組織に関する情報を計測し、その計測情

報の変化を線図で前記表示部に表示する計測情報算出部を備えたことを特徴とする請求項 18 乃至 24 のいずれかに記載の画像診断装置。

【請求項 26】 前記計測情報は、輝度と、輝度平均と、輝度変化の少なくとも 1 つであることを特徴とする請求項 25 に記載の画像診断装置。

【請求項 27】 前記計測情報算出部は、前記操作部から入力設定される少なくとも 2 つの前記関心領域の移動先座標を記憶しておき、該 2 つの関心領域において輝度、輝度平均、輝度変化の少なくとも 1 つを算出して、その線図を前記表示部に表示することを特徴とする請求項 18 乃至 25 のいずれかに記載の画像診断装置。

【請求項 28】 操作卓からの指令に応じて記憶部から被検体の断層像を撮影してなる動画像の一のフレーム画像を読み出して表示部に表示させる第 1 ステップと、該表示された前記一のフレーム画像の生体組織に関心領域を規定する目印を重ねて表示させる指令の入力を要求する第 2 ステップと、該要求に応じて操作卓から入力設定された前記目印に対応する生体組織の関心領域に関連させて基準点を定める第 3 ステップと、前記基準点を含むサイズの切出し画像を前記一のフレーム画像に設定する第 3 ステップと、前記動画像の他のフレーム画像を検索して前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する第 4 ステップと、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座票差に基づいて前記基準点の移動先座標を求めて記憶する第 5 ステップと、該記憶された前記基準点の移動先座標に基づいて前記関心領域を規定する前記目印の移動先座標を求めて前記動画像の他のフレーム画像に重ねて表示させる第 6 ステップとを含んでなる関心領域の追従制御プログラム。

【請求項 29】 前記第 5 ステップは、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、該絶対値の総和が最小の局所画像を画像の一致度が最も高い局所画像とすることを特徴とする請求項 28 に記載の関心領域の追従制御プログラム。

【請求項 30】 前記第 5 ステップは、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し

、該配列された隣り合う指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする請求項 2 8 に記載の関心領域の追従制御プログラム。

【請求項 3 1】 前記第 5 ステップは、前記切出し画像と前記局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し、該配列における最小指標値の位置を中心に該配列よりも小さい配列に係る隣り合う前記指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする請求項 2 8 に記載の関心領域の追従制御プログラム。

【請求項 3 2】 前記動画画は超音波撮影法により撮影されかつ該動画画に対応する R F 信号が前記記憶部に記憶されてなり、

前記第 5 ステップは、前記一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差に基づいて前記基準点の移動先座標を求め、該移動先座標の周辺に対応する複数の前記 R F 信号を抽出し、該抽出した複数の R F 信号の相互相関をとり、該相互相関の最大値の位置に応じて前記基準点の移動先座標を補正することを特徴とする請求項 2 8 に記載の関心領域の追従制御プログラム。

【請求項 3 3】 前記第 4 ステップにおいて抽出された局所画像を前記切出し画像とし、前記動画画のさらに他のフレーム画像に対して前記第 4 ステップ乃至前記第 6 ステップを繰り返し実行して、前記関心領域を規定する前記目印を前記動画画上の生体組織の動きに追従させて重ねて表示することを特徴とする請求項 2 8 乃至 3 2 のいずれかに記載の関心領域の追従制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断画像、磁気共鳴画像又は X 線 C T 画像の動きのある生体組織に設定される関心領域の追従制御方法、その方法を用いた画像診断装置及び

関心領域の追従制御プログラムの技術に属する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置、磁気共鳴イメージング（MRI）装置、及びX線CT装置等の画像診断装置は、いずれも被検体の検査部位に係る断層像などをモニタに表示して診断に供するものである。例えば、心臓や血管等の循環器系及びその他の動きのある臓器の場合、それらを構成する生体組織（以下、組織と総称する）の動きを断層像により観察して、それら臓器等の機能を診断することが行なわれている。

【0003】

特に、心臓などの機能を定量的に評価できれば、診断の精度が一層向上することが期待されている。例えば、従来、超音波診断装置により得られた画像から心壁の輪郭を抽出し、その心壁輪郭に基づいて心室等の面積、体積、それらの変化率等から心機能（心臓ポンプ機能）を評価したり、局所の壁運動を評価して診断することが試みられている（特許文献1）。また、ドプラ信号等の計測信号に基づいて組織の変位を計測して、例えば局所的収縮又は弛緩の分布を撮像し、これに基づいて心室の運動が活性化している場所を正確に決定したり、あるいは収縮期の心臓壁の厚さを計測する等、定量的に測定する方法が提案されている（特許文献2）。さらに、時々刻々変化する心房や心室の輪郭を抽出して、その輪郭を画像に重ねて表示するとともに、これに基づいて心室等の容量を求める技術が提案されている（特許文献3）。

【0004】

【特許文献1】

特開平9-13145号公報

【特許文献2】

特表2001-518342号公報

【特許文献3】

米国特許第5322067号公報（USP5, 322, 067）

【発明が解決しようとする課題】

ところで、心臓の心筋内の血流量や冠血流を計測して心筋梗塞等を正確かつ的確に診断する方法が望まれている。例えば、被検体に造影剤を投与した後、心臓の心筋の画面上で観測すべき範囲である関心領域を指定し、指定した関心領域内の画素値に基づいて輝度、輝度平均、輝度変化などの計測情報を取得する。取得した計測情報から心筋内の血流量や冠血流を定量的に算出し、算出した血流量に基づいて心筋梗塞などを正確かつ的確に診断する試みがなされている。

【0005】

しかしながら、例えば、心筋の動きにより心筋と関心領域との相対位置が変化して、心筋の全部又は一部が関心領域外に外れることがある。その結果、関心領域において計測された輝度、輝度平均、輝度変化という評価指標の信頼性が損なわれ、有効な評価指標にならないという問題がある。

【0006】

本発明の課題は、生体組織の動きに合わせて関心領域を追従させることを課題とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】

本発明は、次に述べる手段により、上記課題を解決するものである。

【0008】

本発明の画像診断装置は、被検体の断層像を撮像する撮像手段と、前記撮像手段により得られる動画像を表示する表示部とを備えた画像診断装置において、前記断層像に関心領域を指定する操作部と、前記関心領域の少なくとも一部に対応する前記断層像の動き追跡して前記関心領域を前記断層像の動きに追従させる追従手段を備えることを特徴とする。この場合において、撮像手段を切り離して設けるようにすることができる。また、追従手段は、画像部位の動きを追跡して関心領域の表示位置を移動させるようにすることができる。また、追従手段は、関心領域に1又は複数の基準点を設定し、この基準点に対応する1又は複数の画像部位を抽出してその画像部位の動きを追跡する追跡手段と、その画像部位に対応する基準点の動きに合わせて表示部に表示される関心領域を追従表示させる制御手段とを備えて成るものとする。ことができる。

【0009】

また、本発明の関心領域の追従制御方法は、被検体を撮影してなる動画像に重ねて表示される関心領域を前記動画像上の生体組織の動きに合わせて追従させる制御方法であって、前記動画像の一のフレーム画像を表示する第1ステップと、該表示された前記一のフレーム画像の生体組織に関心領域を規定する目印を重ねて表示させる指令を入力する第2ステップと、前記関心領域に対応させて基準点を定め、該基準点を含むサイズの切出し画像を前記一のフレーム画像に設定する第3ステップと、前記動画像の他のフレーム画像を検索して前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する第4ステップと、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座票差に基づいて前記基準点の移動先座標を求めて記憶する第5ステップと、該記憶された前記基準点の移動先座標に基づいて前記関心領域を規定する前記目印の移動先座標を求めて前記動画像の他のフレーム画像に重ねて表示する第6ステップとを含んでなることを特徴とする。

【0010】

すなわち、動きのある生体組織に関心領域を設定する場合、動画像の一のフレーム画像（静止画像）上に、マウス等の入力手段を操作して、関心領域を規定する目印を重ねて表示させることにより設定する。この場合の目印は、例えば、矩形、円形、楕円形などの枠体、あるいは対向する2本の線体などが一般に適用される。しかし、本発明はこれらに限られるものではない。

【0011】

次に、関心領域に対応させて定める基準点は、関心領域の重心、中心、あるいは目印上の少なくとも1点、又は複数点を設定できる。そして、各基準点を含む予め定めたサイズの切出し画像を一のフレーム画像に自動的に、又はその静止画像上において枠を入力することにより設定する。この切出し画像が続くフレーム画像のどこに移動したかを、切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を検索する、いわゆるブロックマッチング法等の画像処理技術によって追跡する。これによって、画像の一致度が最も高い局所画像の位置を、切出し画像の移動先として追跡できる。この移動前後の切出し画像の座標差が、基準点の移動前後の座標差に相当するから、基準点の移動方向及び移動量、つまり関心領

域の移動方向及び移動量を計測することができる。

【0012】

このような追跡処理を、検索により抽出された画像の一致度が最も高い局所画像局所画像を新たな切出し画像として、動画像のさらに他のフレーム画像に対してブロックマッチング法を適用することにより、関心領域の基準点の移動先座標を順次求めることができる。そして、基準点の移動先座標を記憶しておき、その移動先の座標位置に関心領域の目印を動画像に重ねて表示することにより、生体組織の動きに合わせて関心領域を追従させることができる。その結果、動きを伴う生体組織に関心領域の範囲内に常に位置させることができるので、信頼性の高い生体組織に関する計測情報を得ることができる。

【0013】

例えば、被検体に造影剤を投与した後の心筋内の血流を観察する場合、心筋内に関心領域を設定して、その関心領域内の画素値から評価指標である輝度、輝度平均、輝度変化等を計測することが行なわれる。この場合、本発明によれば、心筋の動きに追従して関心領域が移動するため、心筋と関心領域の相対位置が変化しない。その結果、関心領域内の画素値から算出される評価指標である輝度、輝度平均、輝度変化等の計測値の信頼性が高いことから、その評価指標に基づいて心筋の血流量を定量的に把握することにより、心筋梗塞の程度などを的確に診断することができる。さらに、これらの計測情報の変化例えば輝度変化を線図で表示部に表示させることにより、観者は、輝度変化の割合を視覚的に把握することができるため、一層診断の精度を向上させることができる。

【0014】

このような生体組織の動きに関心領域を追従させる処理は、検索により抽出された画像の一致度が最も高い局所画像局所画像を新たな切出し画像として、動画像のさらに他のフレーム画像に対してブロックマッチング法を適用することにより、関心領域の指定部位の移動先座標を順次求めることができる。そして、指定部位の移動先座標から関心領域の移動先座標を算出することができる。これにより、動画像の生体組織の動きに合わせて関心領域を追従制御することができる。

【0015】

また、生体組織に関心領域を少なくとも2つ設定し、その2つの関心領域の移動先領域を記憶しておき、その2つの関心領域における輝度、輝度平均、輝度変化などの計測情報をそれぞれ求めることにより、2つの関心領域の計測情報を相対的に把握することができる。したがって、例えば、心臓の心筋に2ヶ所の関心領域を設定し、設定した関心領域において輝度、輝度平均、輝度変化をそれぞれ求めることにより、その2つの関心領域内の心筋内血流量を相対的に把握することができる。この場合において、それらの心臓に係る計測値の線図と心電波形とを時間軸に関連させて表示することにより、心機能に対比して心筋の血流量を把握することができる。

【0016】

次に、本発明のブロックマッチング法の実例について説明する。本発明のブロックマッチング法には、下記の(1)～(4)の方法を適用できる。

(1) 基本処理方法

この基本処理方法は、切出し画像と局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、その絶対値の総和(SAD値)が最小の局所画像を画像の一致度が最も高い局所画像とすることにある。

【0017】

この場合の精度は、画素の解像度に依存するから、画素が粗い場合は関心領域の追従制御の動きが粗く、滑らかなものとならない場合がある。

【0018】

そこで、本発明は、関心領域の追従制御による動きを滑らかなものとするため、次の改良案(2)～(4)を採用することができる。

(2) サブピクセル法

この方法は、切出し画像と局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し、該配列された隣り合う指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする。

【0019】

すなわち、(1)の基本処理方法により得られた指標値の配列 (i, j) (但し i, j は整数)の列間と行間に、隣り合う指標値によって補間してなる補間指標値のサブピクセルを配列してなる拡大配列を求め、その拡大配列において最小指標値の位置を求めることにより、画像の一致度が最も高い局所画像の位置の解像度を高くするようにしたのである。これにより、解像度が高くなった分だけ、生体組織の動きに追従して関心領域を滑らかに移動させることができる。

(3) 高速サブピクセル法

この高速サブピクセル法は、(2)のサブピクセル法によれば指標値及び補間指標値の数が多くなるから演算処理に時間がかかるため、サブピクセル法を高速化することを狙いとするものである。

【0020】

そこで、切出し画像と局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、前記局所画像ごとに前記絶対値の総和である指標値を求め、該指標値を複数の前記局所画像の位置に従って配列し、該配列における最小指標値の位置を中心に該配列よりも小さい配列に係る隣り合う前記指標値によって補間してなる補間指標値を含む拡大配列を求め、該拡大配列における最小指標値の位置を求め、該最小指標値の位置に基づいて画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正することを特徴とする。

【0021】

すなわち、配列 (i, j) における最小指標値の位置を中心に、その配列よりも小さい配列の拡大配列を求めて、計算量を少なくして高速化することにある。したがって、この方法によれば、生体組織の動きに追従して関心領域を滑らかに移動させることができることに加えて、処理時間を短縮できる。

(4) RF信号による補正法

この方法は、動画像を超音波撮影法により撮影し、かつ該動画像に対応するRF信号を記憶しておくことが条件である。まず、(1)の基本方法に加えて、前記一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差に基づいて前記基準点の移動先座標を求め、その基準点の移動先座標の周辺に対応する複数のRF信号を

抽出し、抽出した複数のRF信号の相互相関をとり、相互相関の最大値の位置に応じて基準点の移動先座標を補正することを特徴とする。

【0022】

さらに、切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する処理時間を短縮するため、その検索範囲を切出し画像よりも設定画素数（例えば、上下左右に例えば3～10画素）大きい領域に設定することが好ましい。すなわち、生体組織の動きの範囲は、一般に、狭い領域に限られるからである。

【0023】

一方、上述の場合において、切出し画像のサイズは、基準点の生体組織とは異なる生体組織を含む大きさの領域に設定することが好ましい。切出し画像のサイズが小さすぎると一致する局所画像が多く出現し、真の移動先を特定できない場合が生じたり、逆に大きすぎると動画像の画像領域からはみ出して計測できない場合が生ずるからである。

【0024】

本発明の画像診断装置は、被検体の断層像を撮影してなる動画像が格納される記憶部と、前記動画像を表示可能な表示部と、指令を入力する操作部と、前記表示部に表示される前記動画像の生体組織の動きを追従する自動追従部と、前記記憶部と前記表示部と前記操作部と前記自動追従部とを接続してなる信号伝送路とを有してなり、前記操作部は、前記記憶部に格納された前記動画像の一のフレーム画像を前記表示部に表示させる指令と、該指令に応じて表示された前記一のフレーム画像の生体組織に関心領域を規定する目印を重ねて表示させる指令を入力する手段を備え、前記自動追従部は、前記表示部に表示された前記一のフレーム画像の前記目印に対応させて基準点を定め、該基準点を含むサイズの切出し画像を前記一のフレーム画像に設定する切出し画像設定手段と、前記記憶部から前記動画像の他のフレーム画像を読み出して、前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する切出し画像追跡手段と、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差を求める移動量演算手段と、該座標差に基づいて前記基準点の移動先座標を求めて記憶する移動追跡手段と、該記憶された前記基準点の移動先座標に基づいて前記関心領域を規定する前記目印の移動先座

標を求めて前記動画像の他のフレーム画像に重ねて表示する表示制御手段とを備えて構成することができる。

【0025】

また、本発明の関心領域の追従制御プログラムは、操作卓からの指令に応じて記憶部から被検体の断層像を撮影してなる動画像の一のフレーム画像を読み出して表示部に表示させる第1ステップと、該表示された前記一のフレーム画像の生体組織に関心領域を規定する目印を重ねて表示させる指令の入力を要求する第2ステップと、該要求に応じて操作卓から入力設定された前記目印に対応する生体組織の関心領域に関連させて基準点を定める第3ステップと、前記基準点を含むサイズの切出し画像を前記一のフレーム画像に設定する第3ステップと、前記動画像の他のフレーム画像を検索して前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する第4ステップと、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座票差に基づいて前記基準点の移動先座標を求めて記憶する第5ステップと、該記憶された前記基準点の移動先座標に基づいて前記関心領域を規定する前記目印の移動先座標を求めて前記動画像の他のフレーム画像に重ねて表示させる第6ステップとを含んでなることを特徴とする。

【発明の実施の形態】

(実施の形態1)

本発明の関心領域の追従制御方法を適用してなる一実施の形態の画像診断装置について、図1～図4を用いて説明する。図1は本実施形態の関心領域の追従制御方法における手順を示し、図2は図1の関心領域の追従制御方法を適用してなる画像診断装置のブロック構成図である。図2に示すように、画像診断装置は、被検体の断層像を撮影してなる動画像が格納される画像記憶部1と、動画像を表示可能な表示部2と、関心領域を画成する指令を入力する操作卓3と、表示部2に表示される動画像の生体組織の動きに関心領域を追従させる自動追従部4と、自動追従部4により追従させる関心領域の各種の計測情報例えば画素の輝度、輝度平均、輝度変化を算出する関心領域計測情報算出部5と、これらを接続してなる信号伝送路6を含んで構成されている。画像記憶部1には、破線で示した診断画像撮像装置7から被検体の断層像を撮影してなる動画像がオンライン又はオフ

ラインで格納されるようになっている。診断画像撮像装置 7 としては、超音波診断装置、磁気共鳴イメージング (MRI) 装置及び X 線 CT 装置等の診断装置が適用可能である。

【0026】

操作卓 3 は、画像記憶部 1 に格納された動画像の一のフレーム画像を表示部 2 に表示させる指令を入力可能に形成されている。

【0027】

自動追従部 4 は、画像診断装置全体を制御する制御手段 8 と、表示部 2 に表示された一のフレーム画像の前記関心領域の基準点を含むサイズの切出し画像を設定する切出し画像設定手段 9 と、画像記憶部 1 から動画像の他のフレーム画像を読み出して、切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する切出し画像追跡手段 10 と、一致度が最も高い局所画像と切出し画像の座標差を求める移動量演算手段 11 と、その座標差に基づいて関心領域 23 の基準点 23a の移動先座標を求める移動追跡手段 12 と、その基準点の移動先座標に基づいて求められた関心領域を動画像の他のフレーム画像に重ねて表示する表示制御手段 14 とを備えている。

【0028】

関心領域計測情報算出部 5 は、自動追従部 4 により移動された関心領域において、計測情報例えば関心領域内の画素値に基づいて輝度、輝度平均、輝度変化等を定量的に求めるとともに、これらの計測情報を線図で表示部 2 に表示させる機能を有して構成されている。

【0029】

次に、本実施形態の画像診断装置の詳細な機能構成について、図 1 に示した処理手順に従って動作とともに説明する。まず、関心領域の追従制御方法は、操作卓 3 から組織の動き追従モードを選択する指令が入力されることによって開始する (S1)。自動追従部 4 の制御手段 8 は、画像記憶部 1 から動画像の最初のフレーム画像 $f_t(t=0)$ を読み出して表示部 2 に表示させる (S2)。例えば、最初のフレーム画像 f_0 として図 3 に示す心臓の心室 21 の断層像が表示されたものとする。図 3 において、操作者が観察したい生体組織の関心領域 23 として、心

筋 2 2 の特定の範囲を選択する。このとき、操作者は操作部 3 のマウスなどを操作してフレーム画像 f 0 上に例えば円形、矩形、楕円形の関心領域 2 3 を描出する指令を入力する。その指令に基づいて表示された一のフレーム画像において生体組織の関心領域する目印（マーク）を重畳表示する。そして、画像上の関心領域に対応する基準点 2 3 a を定める。このとき、基準点 2 3 a として、関心領域の重心、中心、又は目印上の少なくとも 1 点、又は複数点、あるいは関心領域から所定の距離を離れた点等を手動設定又は自動設定させる。なお、図 3 において、符号 2 4 は僧帽弁である。

【0030】

関心領域 2 3 の基準点 2 3 a が設定されると、制御手段 8 はフレーム画像 f 0 上の基準点 2 3 a の座標を取込み、切出し画像設定手段 9 に送る（S 3）。切出し画像設定手段 9 は、図 4（a）に示す様に、基準点 2 3 a の画像を中心として、縦横 $2(A+1)$ 画素（但し A は自然数）のサイズの矩形領域を切出し画像 2 5 として設定する（S 4）。ここで、切出し画像 2 5 のサイズは、基準点 2 3 a の生体組織とは異なる生体組織を含む大きさの領域に設定することが好ましい。例えば、これは、切出し画像 2 5 のサイズが小さすぎると一致する局所画像が多く出現し、真の移動先を特定できない場合が生じたり、逆に大きすぎるとフレーム画像 f 0 の画像領域からはみ出して計測できない場合が生ずるからである。

【0031】

切出し画像追跡手段 1 0 は、画像記憶部 1 から動画像の次のフレーム画像 f 1 を読み出し、切出し画像 2 5 と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する（S 5）。この抽出処理は、いわゆるブロックマッチング法と称される画像処理である。この抽出処理をフレーム画像 f 1 の全領域について行なうと、処理時間がかかり過ぎる。そこで、抽出処理時間を短縮するため、本実施形態では、フレーム画像 f 1 よりも十分に小さい、図 4（b）に示す検索領域 2 6 について行なうようにしている。つまり、検索領域 2 6 は、切出し画像 2 5 に対して上下左右に一定の振り幅の画素数 B を付加した矩形領域とする。この画素数 B は、関心領域内の組織の移動量よりも大きく、例えば 3 ～ 10 画素に設定する。これは、心臓などの循環器系の動く範囲は、通常の視野において、狭い領域に限ら

れるからである。このようにして、検索領域 26 内の同一サイズの局所画像 27 を順次ずらして切出し画像 25 との画像の一致度を求める。

【0032】

次に、検索した複数の局所画像 27 の内で画像の一致度が最も高い局所画像 27max を抽出し、局所画像 27max を切出し画像 25 の移動先とし、局所画像 27max の座標を求める (S6)。これらの画像の座標は、中心画素の座標、あるいは矩形領域の何れかの角の座標で代表する。そして、局所画像 27max と切出し画像 25 の座標差から基準点 23a の移動先座標を求め、これに基づいて基準点 23a の移動先座標を求めて記憶するとともに、その基準点 23a の移動先座標に基づいて関心領域 23 を表示制御手段 14 により移動操作して所望の生体組織の部位に重畳表示する (S7)。なお、局所画像 27max と切出し画像 25 における基準点 23a の相対位置は変化しないものとして扱っている。

【0033】

そして、S7 で求められた基準点 23a の移動先座標に基づいて移動された関心領域 23 において、各種の計測情報例えば関心領域 23 内の画素値の輝度、輝度平均、輝度変化を関心領域計測情報算出部 5 により算出させる (S8)。すなわち、移動前後の関心領域 23 内の輝度平均に計測させることにより、動きを伴う心筋内の血流量を正確かつ定量的に計測することができる。また、診断画像上の関心領域内の画素値から、輝度、輝度平均、輝度変化等に関する物理量である計測情報を定量的に求めることができる。

【0034】

このようにして求めた計測情報に基づいて、さらに関心領域計測情報算出部 5 は、関心領域 23 内の画素値の輝度、輝度平均、輝度変化等をグラフで表示部 2 に表示させる (S9)。これにより、観者は、関心領域 23 内の生体組織例えば心筋に流れる血流量を視覚的かつ定量的に把握することができる。

【0035】

次に、ステップ S10 に進み、動画像の全てのフレーム画像について関心領域 23 の追従が終了したか否か判断し、未処理のフレーム画像があれば、ステップ S5 に戻って S5~S10 の処理を繰り返す。全てのフレーム画像について関心

領域 23 の追従が終了した場合は、追従処理動作を終了する。

【0036】

上述したように、本実施形態によれば、ブロックマッチング法を適用することにより、生体組織の動きに関心領域 23 の基準点 23 a の移動先の座標を順次求めることができるから、関心領域 23 を生体組織の動きに追従させて表示することができる。その結果、診断画像上の関心領域 23 の目印と生体組織との相対位置が変化することを回避できるから、計測すべき生体組織を確実に関心領域 23 の目印内に確実に位置させることができるので、関心領域 23 において計測される評価指標の信頼性が向上する。

【0037】

ここで、上記実施形態を用いて、生体組織の指定部位の動きを計測してなる具体例について図 5～図 9 を用いて説明する。図 5 (a) は図 3 に示した関心領域 23 を心筋の画像に 1 つ重畳表示させた画像例であり、同図 (b) は被検体に造影剤を投与した後、診断画像上の関心領域 23 内の画素値に基づいて輝度平均差をグラフで表した画像例である。グラフの横軸は時間を、縦軸は輝度平均差を表しており、輝度平均差の算出方法は、時間輝度曲線など公知の方法を用いている。このグラフを参照することにより、関心領域 23 内の心筋内の血流量を視覚的かつ定量的に把握することができ、心筋梗塞などの診断を的確に行うことができる。

【0038】

一方、図 6 (a) は図 3 に示した関心領域 23 を心筋 22 の心壁を挟んで 2 つ重畳表示させた画像例であり、同図 (b) は被検体に造影剤を投与した後、関心領域 23 内の画素値に基づいて輝度平均差をそれぞれグラフで表した画像例である。グラフの横軸は時間を、縦軸は輝度平均差を現しており、輝度平均差の算出方法は、時間輝度曲線など公知の方法を用いている。このグラフを参照することにより、例えば心筋内の血流量を他の部位の血流量と比較することで相対的に把握することができるので、心筋梗塞の発症場所などを的確に把握できる可能性が高まる。この場合において、それらの心臓に係る計測値のグラフと、ECG 波形、心音波形、などの情報を表示部 2 に時間軸に関連させて表示することも好まし

い。これにより、心機能に対比しながら心筋の血流量を把握することができる。

【0039】

また、図7は、図1で関心領域の表示態様例を示している。同図(a)は楕円形の枠体で関心領域23Aを画成した表示態様例であり、同図(b)は円形の枠体で関心領域23Bを画成した表示態様例であり、また同図(c)は矩形の枠体で関心領域23Cを画成した表示態様例であり、さらに同図(d)は対向する2本の線体により関心領域23Dを画成した表示態様例である。これらの関心領域23A～23Dはそれぞれ操作卓3のマウス等からの指令に基づいて表示部2に重畳表示させる。この場合において、目印の表示態様はこれらに限られるものではなく、任意の表示態様を設定することができる。

(実施形態2)

図1の実施形態では、1つのフレーム画像についての関心領域23の基準点23aの追従が終了する度に(S7)、その基準点23aの移動に基づいて関心領域23を画面上に移動させ、移動した関心領域23に規定される組織に関する各種情報を算出させるとともに(S8)、それらの情報を表示部に表示させる(S9)ようにした例を説明した。本発明はこれに限らず、図8に示すように、図1のステップS10をステップS7の後に配置し、全てのフレーム画像についての基準点23aの追跡が終了した後に、ステップS8、9の処理を実行するようにしてもよい。

(実施形態3)

図1の実施形態では、切出し画像25と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像27maxを抽出する画像処理法として、一般的なブロックマッチング法を例に説明したが、本発明の実施には、次に説明するSAD (Sum Absolute Difference) 法が適している。図9に、SAD法の主要部の処理手順を示す。同図は、図1又は図8の1点鎖線で囲んだS20に対応する処理である。

【0040】

図9に示す様に、切出し画像追跡手段10は、画像記憶部1から動画像の次のフレーム画像 f_t ($t=t+1$)を読み出し、図4に示したと同様に、切出し画像25との一致度を比較する検索領域26を設定する(S21)。そして、検索領域26

から切出し画像 2 5 と同一サイズの局所画像を抽出する (S 2 2)。次に、S A D 法により、ステップ S 2 2 で抽出した局所画像と切出し画像 2 5 の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め (S 2 3)、その差の絶対値の総和 S A D を求めて、S A D 行列 (k, 1) に記録する (S 2 4)。すなわち、切出し画像 2 5 の基準点 2 3 a の X Y 座標を (x, y)、切出し画像 2 5 内の X Y 座標を (m, n)、基準点 2 3 a を中心とする切出し画像 2 5 のサイズを縦横 2 (A+1) 画素 (但し A は自然数)、検索領域 2 6 の振り幅の画素数を B (但し B は自然数)、検索領域 2 6 の振り領域における振り位置の画素を (i, j) とすると、各局所画像の各画素値の差の絶対値の総和の S A D (x, y, i, j) 値は、次の数 1 で表すことができる。なお、S A D (x, y, i, j) 値が最小の局所画像が、切出し画像 2 5 と画像の一致度が最も高い局所画像 2 7 max になる。また、 $-B \leq i, j$ 、かつ $i, j \leq B$ の関係にある。

【0 0 4 1】

【数 1】

$$SAD(x, y, i, j) = \sum_{m=-A}^A \sum_{n=-A}^A |f_1(x+m, y+n) - f_{i+1}(x+m+i, y+n+j)|$$

次いで、ステップ S 2 5 において、検索領域 2 6 の全域について局所画像の S A D 値を求めたか否か判断し、否定であればステップ S 2 2 に戻って、処理を繰り返す。肯定の場合は、S A D 値が最小の局所画像を求め、この局所 2 7 max を切出し画像 2 5 の移動先とし、局所画像 2 7 max の座標を求める (S 2 6)。この局所画像 2 7 max の座標は、中心画素の座標、あるいは矩形領域の何れかの角の画素座標で代表する。そして、局所画像 2 7 max と切出し画像 2 5 の座標差を求め、これに基づいて基準点 2 3 a の移動先座標を求めて記憶するとともに、表示部 2 のフレーム画像 f 1 に重ねて表示する (S 2 7)。なお、局所画像 2 7 max と切出し画像 2 5 における基準点 2 3 a の相対位置は変化しないものとして扱うのは、前記実施形態と同様である。

【0 0 4 2】

ここで、S A D 法による画像追跡処理の具体例を、図 1 0 を用いて説明する。

図示例は、説明を簡単にするために、切出し画像 25 のサイズを矩形の 9 画素領域とし、検索領域 26 についても矩形の 25 画素領域として説明する。つまり、同図 (a) に示す切出し画像 25 は、基準点 23 a の画素を中心として $A=1$ 画素に設定した例であり、同図 (b) に示す検索領域 26 は $B=1$ 画素に設定した例である。これによれば、同図 (b) に示す様に、9 個の局所領域 27 について SAD 値を求めることになる。これにより、同図 (c) に示す SAD 行列 (i, j) が得られる。そして、例えば、SAD 行列 (i, j) の中央の SAD 値を基準として、各 SAD 行列 (i, j) の座標の相対値を求めて、同図 (d) の配列に変換する。

【0043】

上述したように、SAD 法による画像追跡によれば、他のブロックマッチング法よりも短時間で、精度よく生体組織の指定部位の移動を計測できる。

【0044】

しかし、上述の SAD 法による計測精度は、画素の解像度に依存する。したがって、画素が粗い場合は生体組織の動きを追従して得られる計測値の変化が粗くなり、求める関心領域の基準点の移動先座標の精度が向上せず、生体組織の動きに関心領域を精度よく追従させることができない場合がある。そこで、画像の一致度が最も高い局所画像の位置の解像度を高くして、関心領域の基準点に関する移動先座標の算出値の精度を高めるため、次に説明する実施形態 4～6 を適用して計測精度を改善することができる。

(実施形態 4)

図 11 に SAD 法を改善したサブピクセル法の処理手順を示す。図示のように、切出し画像と局所画像の対応する画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、局所画像ごとに絶対値の総和である指標値 (SAD 値) を求め、この (SAD 値) を複数の局所画像の位置に従って配列して SAD 行列を求めるまでのステップ S 21～25 は、図 9 と同じである。

【0045】

本実施形態は、図 9 の実施形態のステップ S 26 の処理が、2 つのステップ S 26 a、S 26 b の処理からなる点にある。すなわち、図 12 に示す様に、SAD

行列 (i, j) の列間と行間に隣り合う SAD 値によって、補間してなる補間 SAD 値を含む拡大配列された補間 SAD 行列を求め (S 2 6 a)、この補間 SAD 行列における最小 SAD 値の位置を求め、その最小 SAD 値の位置に切出し画像 2 5 の中心が移動したものとして、画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正し、切出し画像 2 5 の移動先の座標を算出する (S 2 6 b)。

【0046】

すなわち、SAD 配列 (i, j) の列間と行間に、隣り合う指標値によって補間してなる補間 SAD 値のサブピクセルを配列してなる拡大配列を求め、その拡大配列において最小指標値の位置を求めることにより、画像の一致度が最も高い局所画像の位置の解像度を高くするようにしたのである。これにより、解像度が高くなった分だけ、生体組織の動きを追従する関心領域 2 3 の基準点 2 3 a の移動先を精度よく求めることができる。したがって、その基準点 2 3 a に基づいて関心領域 2 3 の目印を移動させることにより、生体組織の動きに精度よく関心領域 2 3 を追従させることができるから、計測される計測情報の信頼性を一層向上することができる。

(実施形態 5)

図 1 3 に上記のサブピクセル法をさらに改善してなる高速サブピクセル法の処理手順を示す。この高速サブピクセル法は、サブピクセル法によれば SAD 値及び補間 SAD 値の演算数が多く、演算処理に時間がかかることから、サブピクセル法を高速化することにある。

【0047】

すなわち、本実施形態は、実施形態 4 のステップ S 2 6 a, b の処理が、3 つのステップ S 2 6 c ~ e の処理からなる点にあり、基本的には SAD 配列 (i, j) の隣り合う指標値によって補間してなる補間 SAD 値のサブピクセルを配列し、その配列において最小 SAD 値の位置を求めて、画像の一致度が最も高い局所画像の位置の解像度を高くする点は同じ考え方である。実施形態 4 と異なる点は、図 1 4 に示す様に、SAD 行列 (i, j) における最小 SAD の位置を中心に、その行列 (i, j) よりも小さい配列のサブ SAD 行列を切出し (S 2 6 c)、このサブ SAD 行列における隣り合う SAD 値によって補間してなる補間 SA

D値のサブピクセルを配列してなる拡大配列を作成し (S 2 6 d)、その拡大配列において最小 S A D 値の位置を求め、その最小 S A D 値の位置に切出し画像 2 5 の中心が移動したものとして、画像の一致度が最も高い局所画像の位置を補正し、切出し画像 2 5 の移動先の座標を算出する (S 2 6 e)。

【0048】

つまり、S A D 行列 (i, j) における最小 S A D 値の位置を中心に、その配列よりも小さい配列の拡大配列を求めて、計算量を少なくして高速化することにある。したがって、この方法によれば、診断画像上の関心領域 2 3 を生体組織の動きに精度よく追従させることに加えて、処理時間を短縮できる。

(実施形態 6)

本実施形態は、超音波撮影法により撮影して得られる動画像による生体組織の追跡処理に適用できるものである。特に、動画像に対応する R F 信号を記憶しておき、S A D 法により求めた画像の一致度が最も高い局所画像の位置を、R F 信号を用いて補正することにより、生体組織の動きを追従する関心領域 2 3 の基準点 2 3 a の移動先を一層精度よく求めることができる。

【0049】

図 1 5 に示すように、超音波診断装置 1 7 から動画像、及びその動画像の再構成に用いた R F 信号 (超音波エコー信号を受信処理した信号) が、それぞれオンライン又は記録媒体を介して画像記憶部 1 及び R F 信号記憶部 1 8 に格納されるようになっている。R F 信号記憶部 1 8 は、信号伝送路 6 を介して自動追従部 4 に接続されている。また、自動追従部 4 に移動量補正部 1 3 が設けられている。

【0050】

図 1 6 に、本実施形態の主要部の処理手順を示す。本実施形態の追跡処理の基本は、図 9 に示した S A D 法を前提とする方法であり、図 9 のステップ S 2 7 を図 1 6 のステップ S 2 7' ~ S 3 1 に置き換えたものである。つまり、図 9 のステップ S 2 6 で求めた切出し画像の移動先座標を取込み、基準点 2 3 a の移動先座標を算出する (S 2 7')。次に、切出し画像 2 5 の基準点 2 3 a の座標と、一致度が最も高い局所画像 2 7 max の基準点 2 3 a の座標の周辺の画像に係る R F 信号を R F 信号記憶部 1 8 から抽出する (S 2 8)。つまり、移動前後の関心

領域 23 の基準点 23 a の周辺画像の RF 信号を抽出する。そして、移動前後の RF 信号の相互相関をとり、その相関値を求める (S29)。この場合、まず、移動前後の何れかの RF 信号を SAD 法で求めた移動量 (画素数) に対応する分だけ時間軸をずらし、両者の相互相関 (例えば、積和演算) をとりながら、移動前後の何れかの RF 信号をずらす。そして、求めた相互相関値が最大値となるずれ量 τ が、RF 信号による移動量の補正值として求められる (S30)。そして、先に SAD 法で求めた基準点 23 a の移動量に、RF 信号を用いて求めた基準点 23 a の移動量を加算して、基準点 23 a の移動量を補正する (S31)。

【0051】

ここで、移動前後の RF 信号の相互相関値の最大値が、基準点 23 a の移動量の相関すること、及びそれにより基準点 23 a の移動量を補正することにより、位置の計測精度が向上する理由を、図 17 を用いて説明する。なお、図 17 (a) においては、移動前の基準点周辺の RF 信号 41 と、移動後の基準点周辺の RF 信号 42 の時間軸を、SAD 法で求めた移動量に基づいてずらした状態で示している。そして、例えば、RF 信号 41 の時間軸を正負何れかの方向にずらしながら RF 信号 42 との相互相関を計算すると、同図 (b) に示す最大値を示す相互相関値 43 が得られる。この RF 信号 41 と RF 信号 42 のずらした位相差を τ とすると、この移動量 τ が SAD 法の移動量に加えて補正すべき移動量に相当する。これにより、SAD 法の移動量の計測精度を向上できる。

【0052】

以上説明したように、本発明の各実施形態によれば、診断画像上の関心領域を生体組織に動きに精度よく追従させることができるので、生体組織の動きにより生体組織と関心領域との相対位置が変化することを回避できる。すなわち、動きを伴う生体組織を関心領域内に常に位置させることができ、その関心領域において計測される計測情報の信頼性が向上する。

【0053】

例えば、心筋内の血流量を観察する場合、被検体に造影剤を投与した後、心筋内に関心領域を設定して、その関心領域の目印内の画素値から評価指標である輝度、輝度平均、輝度変化等を計測し、計測した評価指標に基づいて心筋内の血流

量を把握することにより心筋梗塞等の診断を行うことが行われる。この場合、本発明によれば、関心領域が常に心筋の動きに追従して移動するため確実に関心領域の目印内の画素値から評価指標である輝度、輝度平均、輝度変化等を求めることができ、評価指標の信頼性を向上させることができる。その評価指標に基づいて心筋の血流量を定量的に把握することにより、心筋梗塞の発症場所や症状の程度などを正確かつ的確に診断できる可能性が高まる。さらに、これらの計測情報を線図で表示部に表示させることにより、観者は、計測情報を視覚的に把握することができるため、容易に診断を行うことが可能となる。

【0054】

また、本発明は、心臓の心筋内の血流量を計測することに限らず、生体組織の動きを伴う部位であれば、どのような部位の生体組織にも適用できることは明らかである。例えば、頸動脈などの大血管壁の血流量の計測に適用できる。この場合、頸動脈の境界を含む関心領域を重畳表示し、表示された関心領域の目印を頸動脈の動きに自動追従させ、その関心領域内の画素値の輝度、輝度平均、輝度変化に基づいて血流量を計測することができる。

【0055】

また、上述の実施形態は、オフラインで行なう例について説明したが、ブロックマッチング法の処理に係る速度を向上すれば、オンラインあるいはリアルタイムの動画像にも適用できる。

【0056】

また、上述の実施形態は、2次元の断層像を例に説明したが、3次元断層像にも適用できることはいうまでもない。

【0057】

【発明の効果】

以上述べたように、本発明によれば、生体組織の動きに合わせて関心領域を追従させることができる。

【0058】

【図面の簡単な説明】

【図1】

図 1 は、本発明の関心領域の追従制御方法の一実施の形態の画像診断装置

【図 2】

図 2 は、図 1 の関心領域の追従制御方法を適用してなる画像診断装置のブロック構成図である。

【図 3】

図 3 は、本発明の関心領域の追従を、心臓の断層像に適用して説明するための図である。

【図 4】

図 4 は、本発明に係るブロックマッチング法の一実施形態を説明する図であり、(a) は切出し画像の一例を、(b) は検索領域の一例を示す図である。

【図 5】

図 5 は、本発明の追従制御方法により関心領域の表示態様と計測された計測情報の表示画像の例である。

【図 6】

図 6 は、本発明の追従制御方法により関心領域の表示態様と計測された計測情報の表示画像の例である。

【図 7】

図 7 は、関心領域の表示態様例を示している。

【図 8】

図 8 は、図 1 の処理手順を変形した本発明の実施形態 2 の追従制御手順の図である。

【図 9】

図 9 は、基準点の画像追跡処理に係る S A D 法の主要部の処理手順を示す図である。

【図 10】

図 10 は、S A D 法による画像追跡処理を、具体例を用いて説明する図である。

【図 11】

図 11 は、図 10 の S A D 法を改善したサブピクセル法の処理手順を示す図で

ある。

【図 1 2】

図 1 2 は、サブピクセル法を具体例を用いて説明する図である。

【図 1 3】

図 1 3 は、サブピクセル法をさらに改善してなる高速サブピクセル法の処理手順を示す図である。

【図 1 4】

図 1 4 は、高速サブピクセル法を具体例を用いて説明する図である。

【図 1 5】

図 1 5 は、本発明を超音波診断装置に適用してなる一実施形態の画像診断装置のブロック図である。

【図 1 6】

図 1 6 は、図 1 0 の S A D 法を改善した R F 信号補正法の処理手順を示す図である。

【図 1 7】

図 1 7 は、R F 信号補正法を説明する図である。

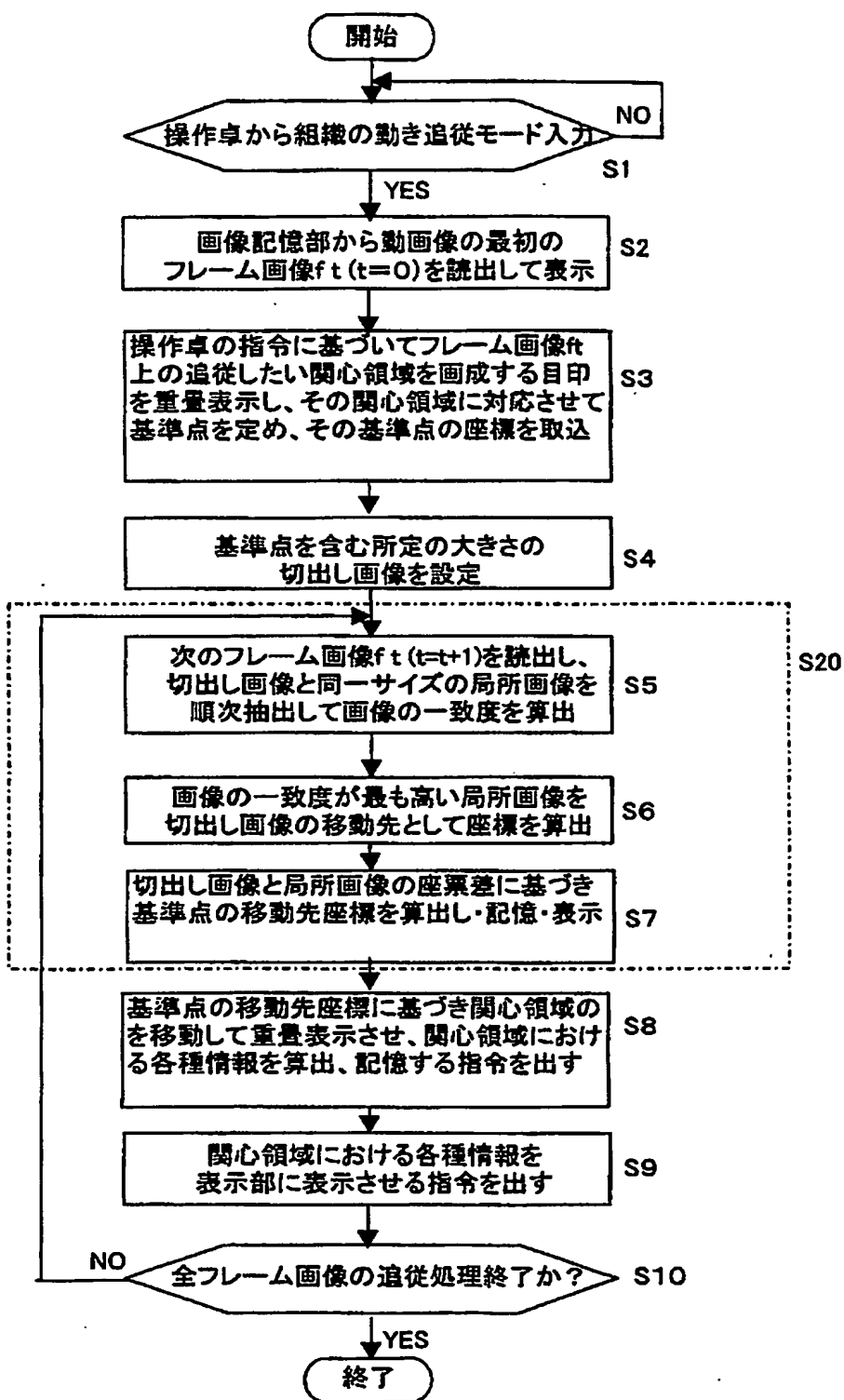
【符号の説明】

- 1 画像記憶部
- 2 表示部
- 3 操作卓
- 4 自動追従部
- 5 動態情報演算部
- 6 信号伝送路
- 7 診断画像撮像装置
- 8 制御手段
- 9 切出し画像設定手段
- 10 切出し画像追跡手段
- 11 移動量演算手段
- 12 移動追跡手段

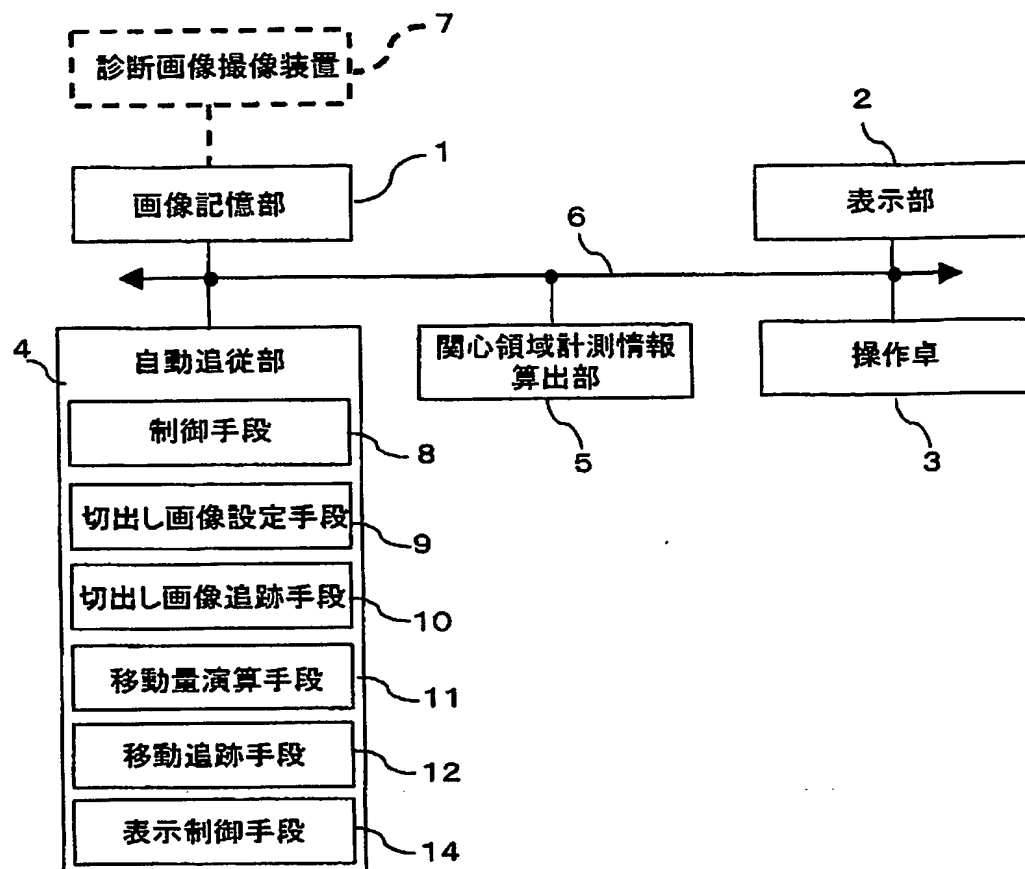
14 表示制御手段

【書類名】 図面

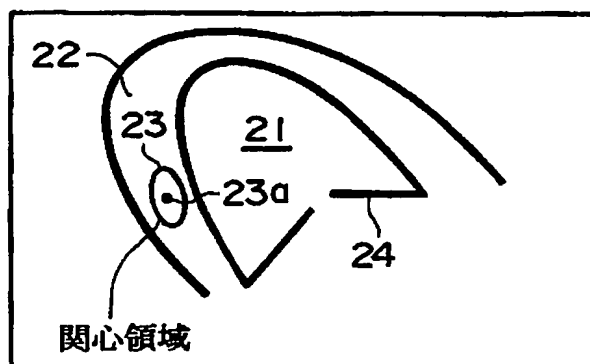
【図 1】



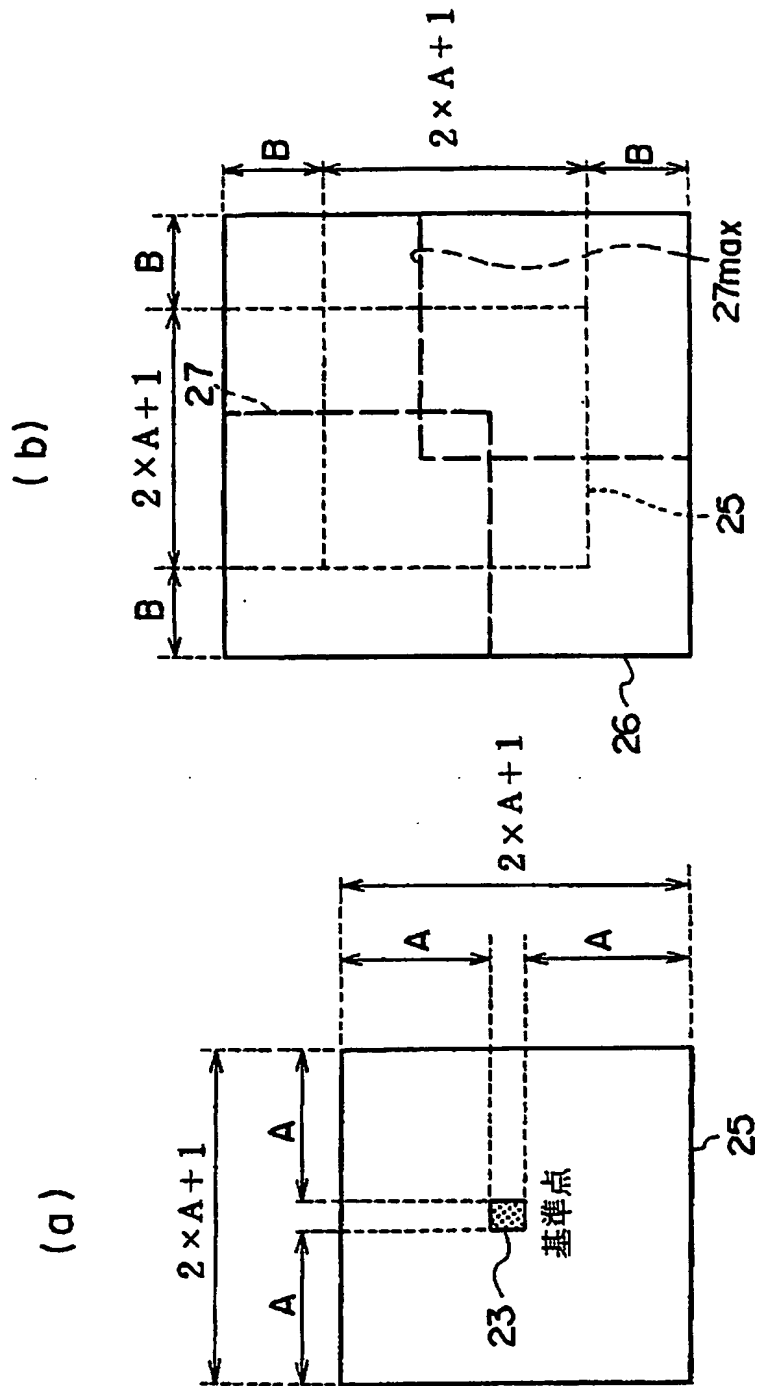
【図2】



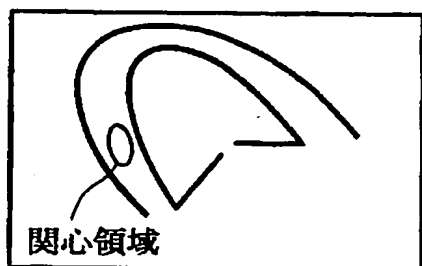
【図3】



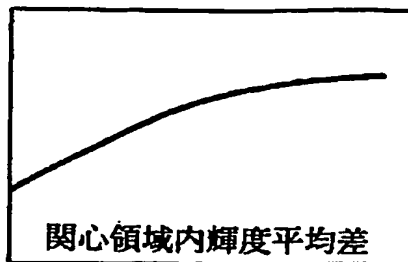
【図 4】



【図 5】

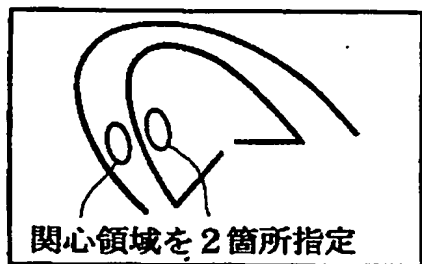


(a)

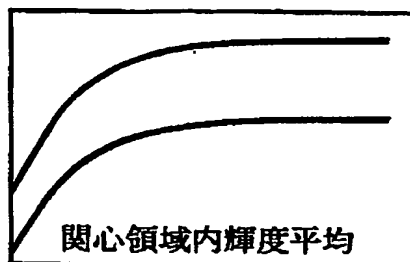


(b)

【図 6】

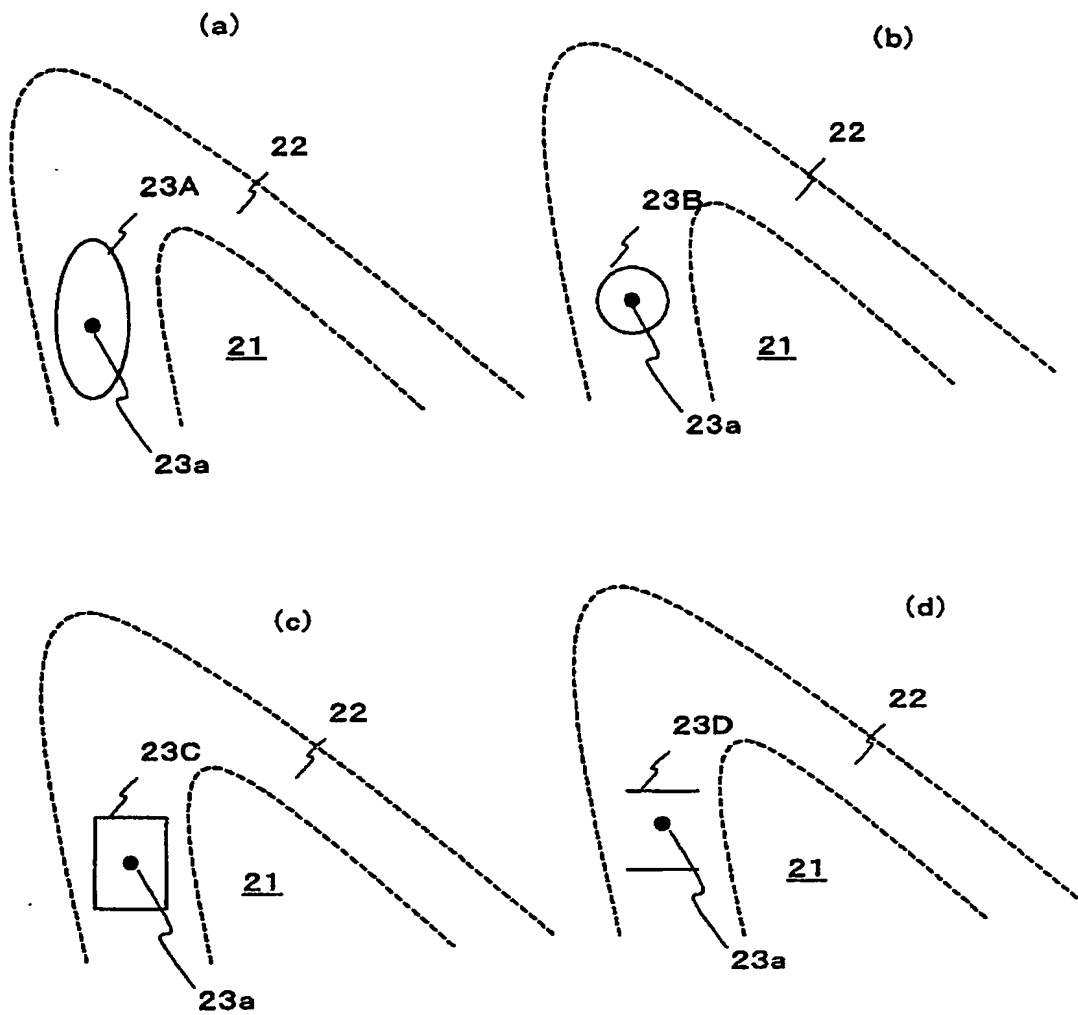


(a)

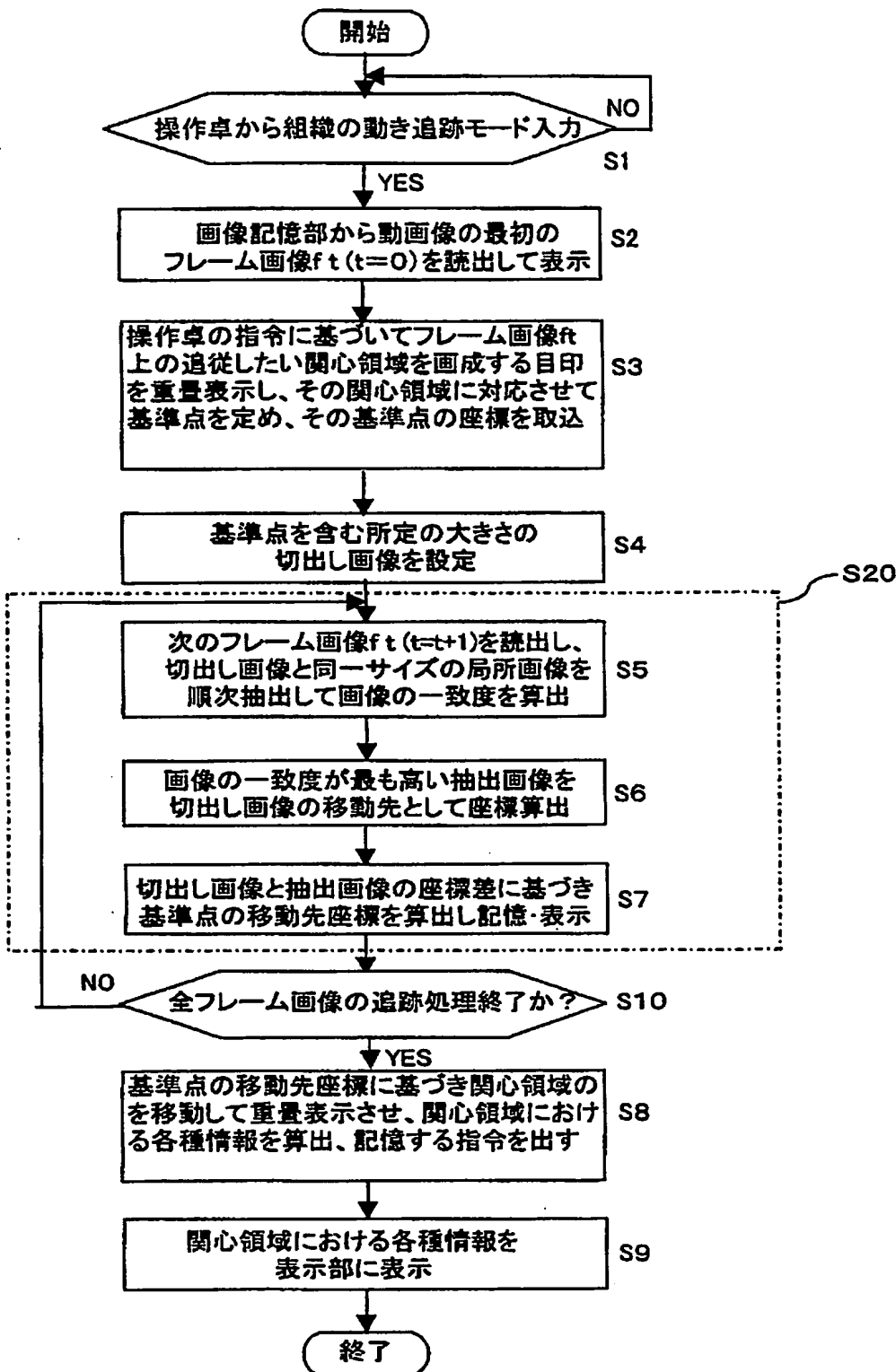


(b)

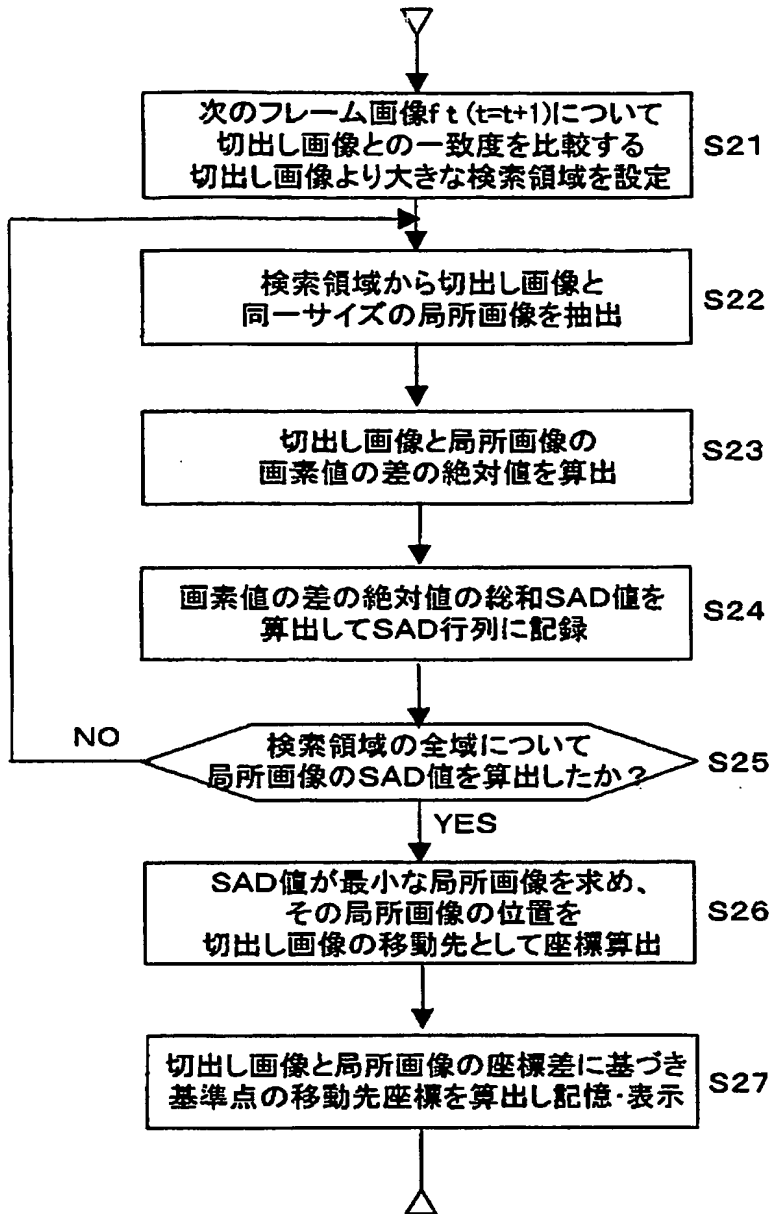
【図 7】



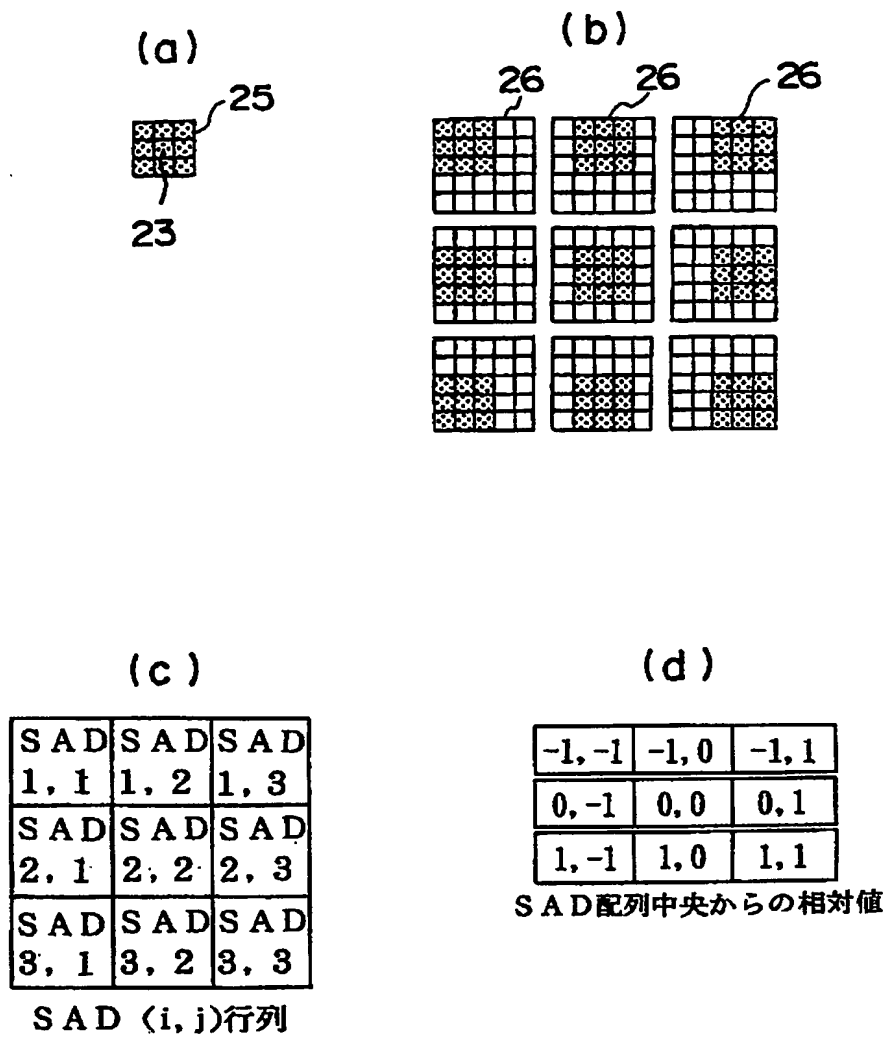
【図 8】



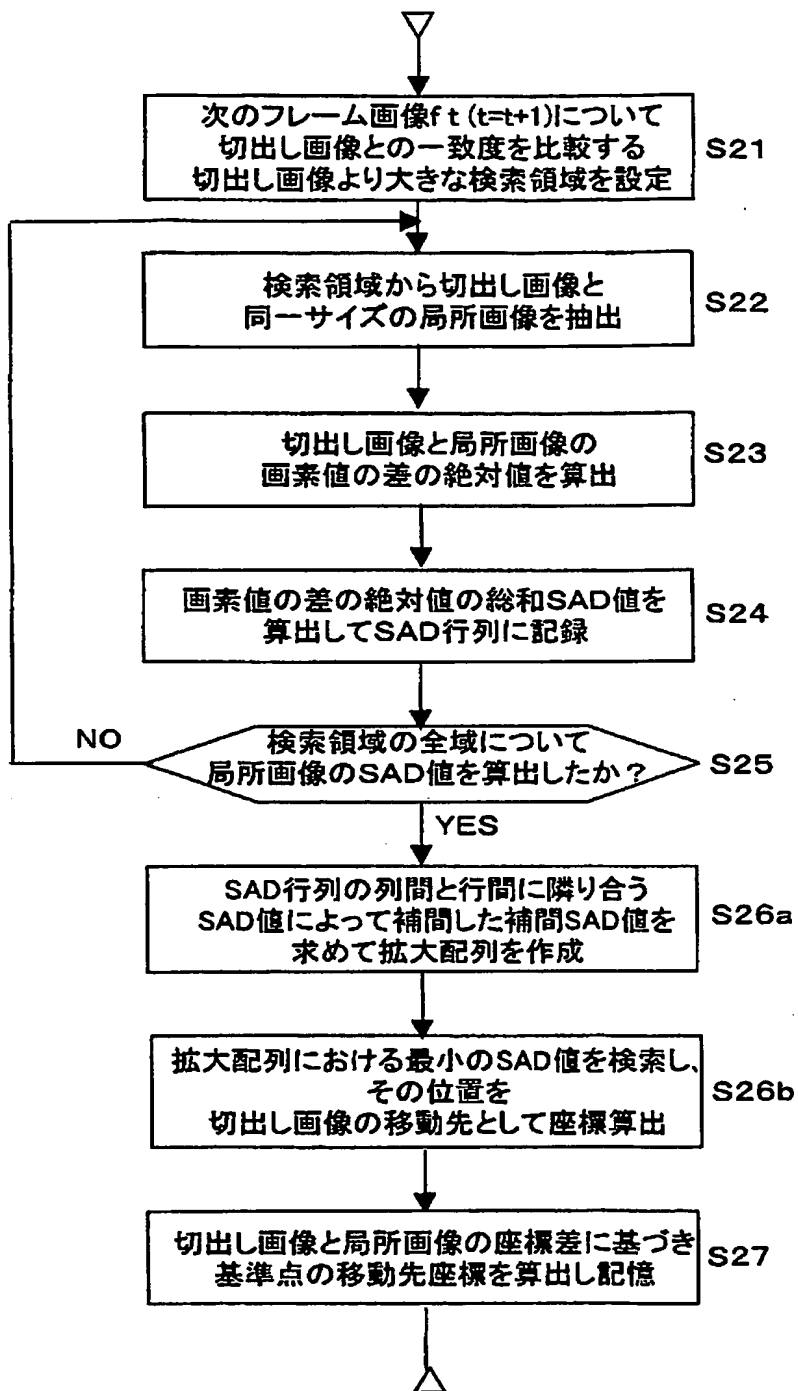
【図 9】



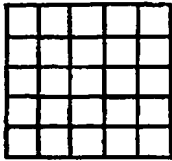
【図 10】



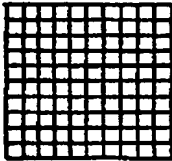
【図 11】



【図 12】

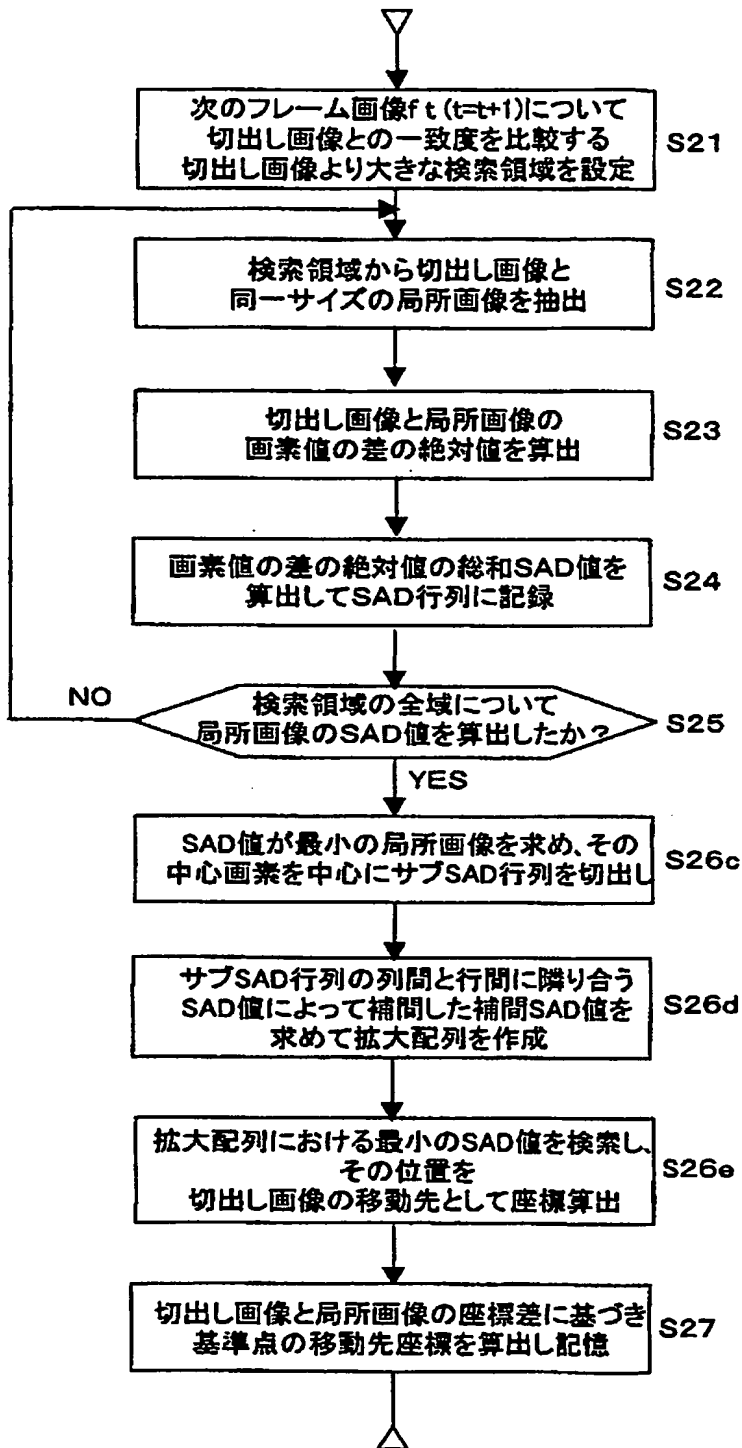


SAD 配列

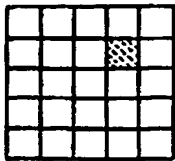


補間した SAD 配列

【図 13】

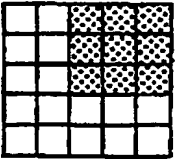


【図 14】



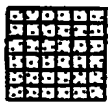
SAD 配列

■ SAD 値最小



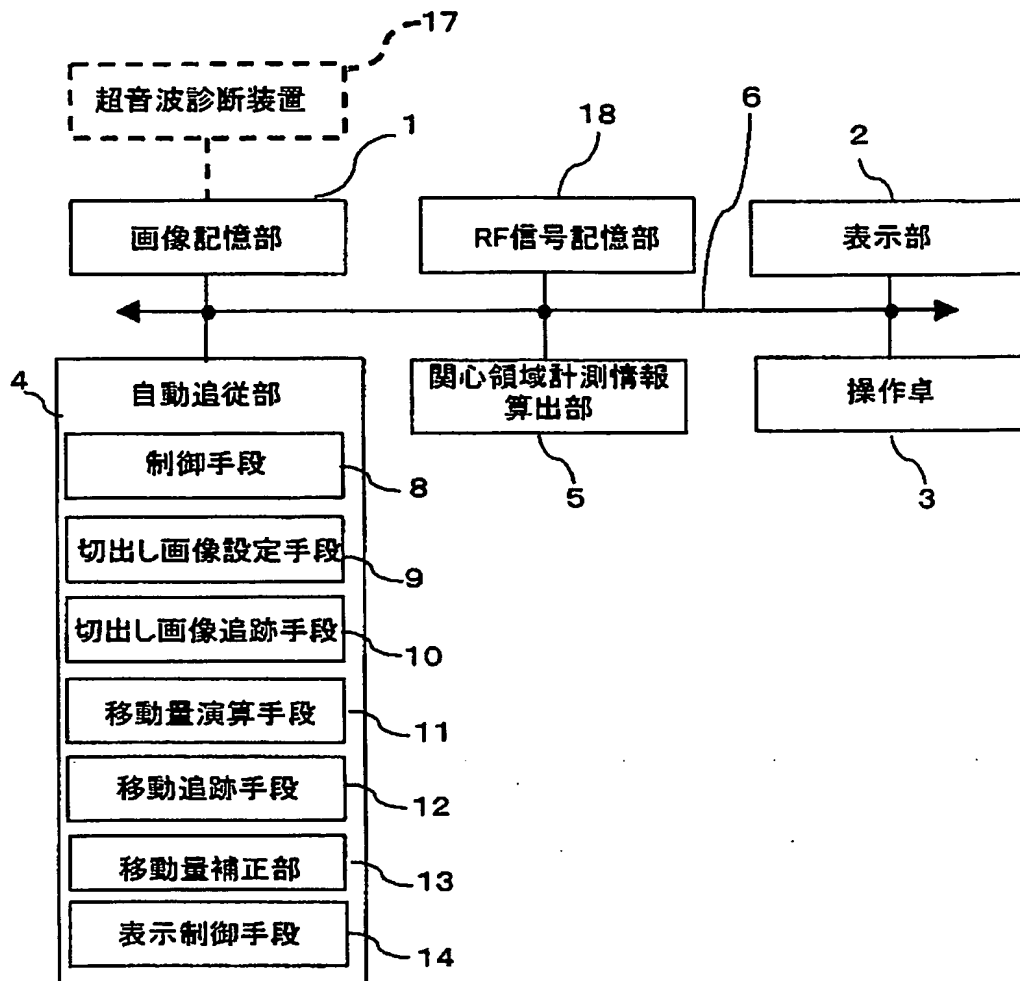
SAD 配列

■ 抽出領域

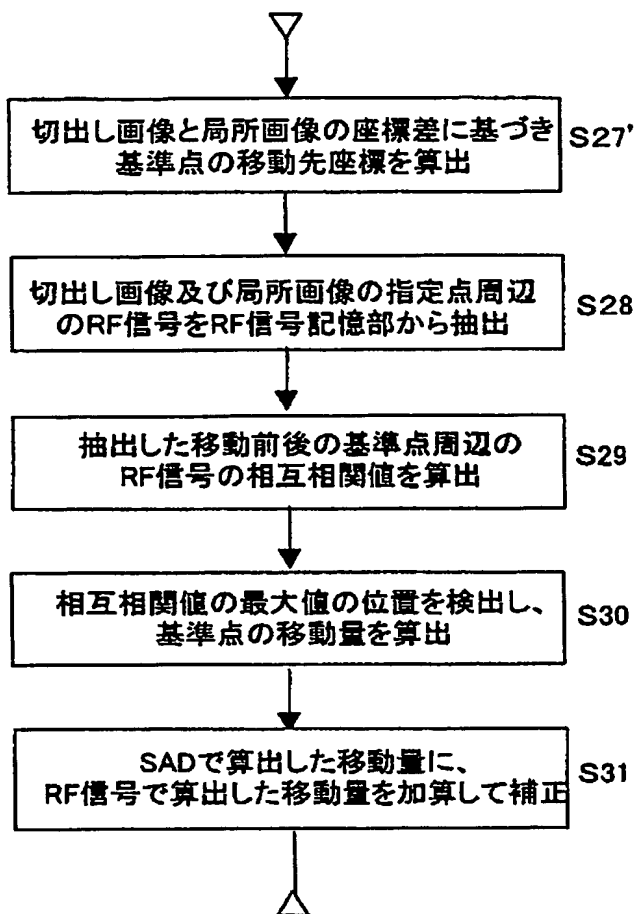


補間した SAD 配列

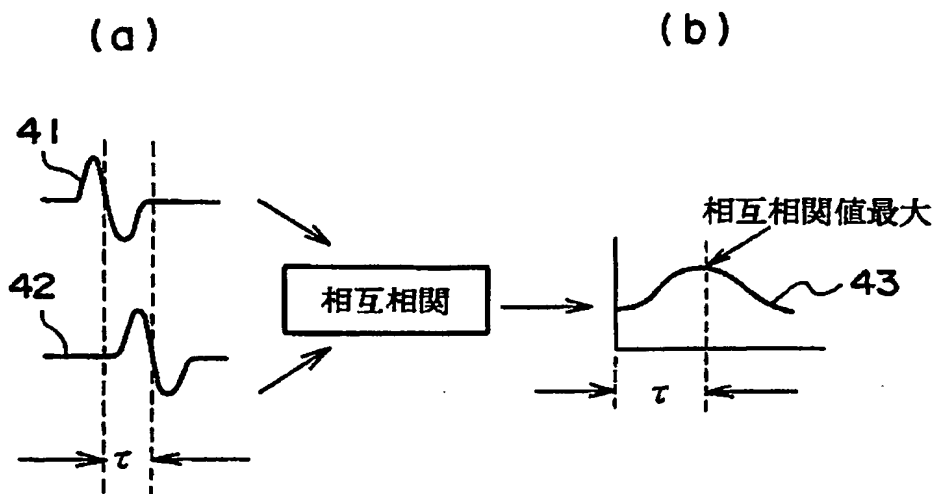
【図 15】



【図 16】



【図 17】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 生体組織の動きに合わせて診断画像上の関心領域を追従させること。

【解決手段】 被検体の断層像を撮影してなる動画像の一のフレーム画像を表示し（S2）、表示された一のフレーム画像の生体組織に関心領域を規定する目印を重畳表示させ、その関心領域に対応させて基準点を定め、その基準点を含むサイズの切出し画像を一のフレーム画像に設定するとともに（S3、S4）、動画像の他のフレーム画像を検索して切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出し（S5）、一致度が最も高い局所画像と切出し画像の座標差に基づいて基準点の移動先座標を求め（S6）、その基準点の移動先座標から関心領域を規定する目印の移動先座標を求めて動画像の他のフレーム画像に重ねて表示することにより（S7、S8）、関心領域を生体組織の動きに追従させる。

【選択図】 図1

特願 2 0 0 2 - 2 6 7 0 7 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 1 5 3 4 9 8]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 1 0 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号

氏 名

株式会社日立メディコ